

## DE 2949782

1/9/1

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI  
(c) 2004 Thomson Derwent. All rts. reserv.  
003058803 WPI Acc No: 1981-F8839D/198126

**Attachment of electrode inside heart - remotely screwing electrode into inner tissue at selected position for min. trauma**

Patent Assignee: A MED CARDIOLOGY (AMCA-R)  
Inventor: GRIGOROV S S; NASYROV R N; PAVLJUK M S; PRAVOVEROV N L  
Number of Countries: 002 Number of Patents: 002

### Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
DE 2949782	A	19810619				198126 B
SE 7910294	A	19810713				198131

Priority Applications (No Type Date): DE 2949782 A 19791211

### Abstract (Basic): DE 2949782 A

The secure method for attaching an electrode to the heart is by guiding it intravenously closely to the inside wall of the heart and then turning a thin cable which is inside the hollow electrode and terminates in a sharp screw, through a hole at the tip of the electrode, for securing it to the heart tissue.

The contact head (5) consists of a hollow case (8) which is firmly connected to the conductor (3). Inside the contact head is a hard helical spring (9) which, when turned by means of a cable (25,26) moves forward through an opening (14) by an amount limited by a plate (13) into the heart tissue.

Title Terms: ATTACH; ELECTRODE; HEART; REMOTE; SCREW; ELECTRODE; INNER; TISSUE; SELECT; POSITION; MINIMUM; TRAUMA

Derwent Class: P34; S05

International Patent Class (Additional): A61N-001/04

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-A02

①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑪ **DE 29 49 782 A 1**

⑤① Int. Cl. 3:  
**A 61 N 1/04**

⑳ Aktenzeichen: P 29 49 782.3  
㉑ Anmeldetag: 11. 12. 79  
㉒ Offenlegungstag: 19. 8. 81

㉓ Anmelder:  
Vsesojuznyj kardiologičeskij naučnyj centr Akademii  
medicinskich Nauk SSSR, Moskva, SU

㉔ Vertreter:  
Zellentin, R., Dipl.-Geologe Dr.rer.nat., 8000 München;  
Zellentin, W., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 6700 Ludwigshafen

㉕ Erfinder:  
Grigorov, Sergej S., Moskva, SU; Nasyrov, Ravil N.,  
Mošajsk, SU; Pavljuk, Miron S., Lvov, SU; Pravoverov,  
Nikolaj L., Istra, Moskovskoj oblast', SU

㉖ Recherchenergebnis gem. § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG:

DE-OS	28 08 069
DE-OS	27 38 275
DE-OS	25 39 553
DE-OS	21 49 449
US	41 48 036
US	37 54 556

㉗ Elektrode zum Anschluß an ein Innenorgan eines Körpers

DE 29 49 782 A 1

DE 29 49 782 A 1

PATENTANWALTE  
Z E L L E N T I N  
ZWEIBRÜCKENSTR. 15  
8000 MÜNCHEN 2

11. Dezember 1979

RZ 2949782

P 78 817

ELEKTRODE ZUM ANSCHLUSS AN EIN INNENORGAN <sup>EINES</sup> KÖRPERS

PATENTANSPRÜCHE

1. Elektrode zum Anschluß an ein Innenorgan <sup>eines</sup> Körpers mit einem Speiseleiter, bei dem ein Ende mit einem Distalkopf und das andere Ende mit einem Kontaktkopf fest verbunden sind, der an das Gewebe eines Innenorgans des Körpers angeschlossen wird, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Kontaktkopf (5) mit einem Gehäuse zur Übertragung elektrischer Signale ins Gewebe eines Innenorgans <sup>eines</sup> Körpers ausgestattet ist, das in der Art eines mit dem Speiseleiter (3) fest verbundenen Metallröhrchens (8) ausgeführt ist, sowie mit einer im Metallröhrchen (8) angeordneten harten Schraubenfeder (9) mit spitzem Ende (10) zur Befestigung im Gewebe eines Innenorgans des Körpers und mit einem Kolben (11) versehen ist, bei dem eine Stirnseite mit der Schraubenfeder (9) starr verbunden ist und an der anderen Stirnseite ein Mittel (12) zum Befestigen der Schraubenfeder im Gewebe des Innenorgans vorgesehen ist, wobei das Metallröhrchen (8) wenigstens mit einem Anschlag ausgeführt ist, der die Verschiebung der Schraubenfeder (9) längs der Achse des Röhrchens (8) begrenzt.

2. Elektrode nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Anschlag in der Art einer an einer Stirnseite des Röhrchens (8) befestigten Platte (13) mit einer Öffnung (14) ausgeführt ist, deren Achse in Bezug auf die Achse des Röhrchens (8) um einen Abstand versetzt ist, der dem Radius der Schraubenfeder (9) gleich ist.

3. Elektrode nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Anschlag in der Art eines der Achse

130025/0105

ORIGINAL INSPECTED

des Röhrchens (8) zugewandten Vorsprungs (15) an der Stirnseite (16) des Röhrchens (8) ausgeführt ist.

4. Elektrode nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Anschlag in der Art eines ringförmigen Vorsprungs (17) an der Innenfläche des Röhrchens (8) ausgeführt ist.

5. Elektrode nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Anschlag ein Bügel (18) ist, der im Inneren des Röhrchens (8) unmittelbar in der Nähe seiner Stirnseite (16) befestigt ist.

6. Elektrode nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Anschlag ein Abschnitt (19) der Innenfläche des Röhrchens (8) bildet, der unmittelbar in der Nähe seiner Stirnseite (16) liegt und mit einem Querschnitt in Form eines Polyeders ausgeführt ist.

7. Elektrode nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die harte Schraubenfeder (9) aus einem elektrotechnischen Isolierstoff zur Verringerung der Fläche des elektrischen Kontaktes des Kontaktkopfes (5) mit dem Gewebe (6) des Innenorgans (7) ausgeführt ist.

PATENTANWALTE  
Z E L L E N T I N  
ZWEIBRÜCKENSTR. 15  
8000 MÜNCHEN 2

- 3 -

Wsesojusnyj Kardiologitscheskij  
Nautschnyj Zentr Akademii Medizinskich  
Nauk SSSR  
Moskau / UdSSR

11. Dezember 1979  
RZ  
F 78 817

# ELEKTRODE ZUM ANSCHLUSS AN EIN INNENORGAN<sup>EINES</sup>KÖRPFERS

Die Erfindung bezieht sich auf medizinische Geräte, insbesondere auf eine Elektrode zum Anschluß an ein Innenorgan eines Körpers.

Die Elektrode ist zur Übertragung elektrischer Impulse von einer Energiequelle zu einem Organ<sup>eines</sup> Körpers bestimmt und kann zur Stimulierung der Herzarbeit sowie der Funktion anderer Innenorgane des Menschen benutzt werden.

Ein überaus aktuelles Problem ist gegenwärtig die Fixierung von Elektroden in Herzhöhlräumen. In diesem Zusammenhang ist die Stabilität der Lage von endokardialen Elektroden eines der Hauptkriterien für ihre Beurteilung. Die Elektrode soll dazu geeignet sein, an der erforderlichen Stelle zuverlässig befestigt zu werden. Ein sehr wichtiges technologisches Problem ist auch die Gewährleistung einer einfachen, schnellen und zuverlässigen Benutzung der Elektroden. Die Elektrode soll demgemäß so entwickelt werden, daß sie an einer beliebigen Stelle des Organs schnell, einfach, zuverlässig und mit minimalem Trauma

beim Kranken implantiert werden kann. Besonders akut ist dieses Problem bei den Elektroden, die in der Herzvorkammer fixiert werden müssen.

Das Problem einer besseren Befestigung von Elektroden im Herzen versuchte man auf verschiedenen Wegen zu lösen, und zwar durch die Wahl der Elektrodenkonstruktion im ganzen, besonders der Bauart des Elektrodenkontaktkopfes.

Es sind Elektroden zum Anschluß an ein Innenorgan<sup>eines</sup> Körpers bekannt, bei denen ihr Kontaktkopf als glatter Zylinder oder als abgestumpfter Kegel mit hervorragender Kante ausgeführt ist (vgl. z.B. die Modelle 6905 und 6907 der endokardialen Elektroden der Firma "Medtronic", USA). Zur Befestigung dieser Elektroden im Endokard erhält ihr Kontaktkopf einen Gummianguß oder einen Gummibund, oder die Elektrode selbst wird als abgestumpfter Kegel ausgeführt. Die Befestigung dieser Elektrode ist nur bei ihrer Einführung in den Oberteil der rechten Herzkammer möglich, wo sie auf den Herzmuskel stößt und sich verklemmt. Die Fixierung der Elektroden mit solchem Kontaktkopf an anderen Stellen, z.B. in der <sup>z</sup>Herzvorkammer, ist aber unmöglich, da kein Mittel zur Befestigung des Kontaktkopfes am Gewebe des Organs vorgesehen ist.

Bekannt sind auch Elektroden, in deren Kontaktköpfen aus-schiebbare Haken vorgesehen sind, mit deren Hilfe der Kontaktkopf sich am Gewebe des Organs anhakt (vgl. z.B. "Detektorelektrode mit Haken für die Herzvorkammer", Modell IVE-85 der Firma "Bio-tronik", BFD). Bei Einführung solcher Elektroden besonders in die <sup>z</sup>Herzvorkammer entstehen aber Schwierigkeiten. Sind die Haken zu lang, so riskiert man den Herzmuskel z.B. in der Gegend der

Dünnwand zu perforieren, wobei die Perikarditis die Folge sein kann. Sind dagegen die Haken zu kurz, so wird die Befestigung unzuverlässig.

Bei anderen bekannten Elektroden wird der Kontaktkopf an den Herzmuskel angenäht. Das sind aber myokardiale Elektroden und für ihre Implantation ist eine komplizierte Operation (Thorakotomie) erforderlich.

Einer der Wege der Elektrodenentwicklung führt zur Schaffung von Elektroden, deren Kontaktkopf an einer beliebigen Stelle des Innenorgans von innen befestigt werden kann und zu diesem Zwecke <sup>sind sie</sup> mit einem Befestigungsmittel in der Art einer Schraubenfeder versehen, mit deren Hilfe die Elektrode durch Einschrauben ins Gewebe schnell und zuverlässig im Organ befestigt wird.

Ein Versuch, Elektrodendieser Art zu schaffen, führte bekanntlich zum Modell 6917 des "nahtlosen epikardialen Speiseleiters" der Firma "Medtronic", USA. Der Kontaktkopf dieser Elektrode ist als Schraubenfeder mit drei Windungen ausgebildet. Durch einfaches Einschrauben dieses Kontaktkopfes ins Gewebe wird er schnell und sicher am Myokard befestigt. Das ist aber wiederum eine myokardiale Elektrode, deren Implantation die Thorakotomie erfordert.

Es sind auch andere endokardiale Elektroden bekannt, bei denen das Mittel zur Befestigung des Kontaktkopfes ebenfalls als Schraubenfeder ausgeführt ist (vgl. z.B. die transvenöse endokardiale einschraubbare Elektrode in M. Kleinert und H.I. Bisping "First clinical experiences with a new transvenous endocardial screw-in lead", 23.05.1977).

Bei diesen Elektroden ist die Schraubenfeder eine untrennbare Fortsetzung des Speiseleiters, der steifer als bei den oben beschriebenen Elektroden ist und aus hartem monolithischem Draht gewunden wird, wobei die Windungen dieses Drahtes am Kontakteinde auseinandergezogen sind.

Im Gegensatz zur vorstehend beschriebenen Ausführung wird die Schraubenfeder beim Einschrauben mitsamt dem ganzen Speiseleiter gedreht. Der Speiseleiter ist dabei so ausgeführt, daß das Drehmoment von einem Leiterende in der Art einer elastischen Welle zum anderen im Herzininneren liegenden Leiterende übertragen wird.

Die axiale Bewegung des Speiseleiters wird von einem zwischen den Drahtwindungen liegenden Nylonfaden begrenzt, der mit einem Silikonröhrchen verbunden ist. Das letztere dient als elektrische Isolation und als Umhüllung zur Aufnahme der Drehmomentbelastung sowie zum Schutz vor eventuellen Beschädigungen der Elektrode bei der Bewegung der Schraubenfeder im Hohlraum des Organs.

Aber auch diese Ausführung kann die Unstabilität der Lage des Elektrodenkopfes besonders bei seiner J-förmigen Verbiegung nicht beseitigen, da in diesem Falle zwischen den Windungen des mit der Schraubenfeder des Kontaktkopfes verbundenen Speiseleiters und der Innenfläche des Silikonröhrchens eine starke Reibung entsteht, wobei der Kontaktkopf von der gewählten Befestigungsstelle abgelenkt wird und seine Fixierung an dieser Stelle nur mit erheblichen Schwierigkeiten erreicht werden kann.

Das zwingt zur Vergrößerung der wichtigsten Abmessung der Elektrode - ihres Außendurchmessers, weil zwischen dem Speise-



leiter und der Innenfläche des Röhrchens ein größerer Spielraum zur Sicherung der freien Drehung des Leiters im Röhrchen vorgesehen werden muß.

Meistens werden die endokardialen Elektroden auf verwickelten transvenösen Wegen eingeführt, wobei sie bei der Einführung mehrmals gebogen werden und dadurch zwischen dem Speiseleiter und dem Röhrchen ein bedeutender Reibungswiderstand entsteht, der die Leiterdrehung erschwert. Bei stark gekrümmten Venen gelingt es praktisch überhaupt nicht, den Leiter im Röhrchen zu drehen.

Bekannt sind auch Elektroden, bei denen das Einschrauben der Drahtfeder ins Gewebe durch Drehung der ganzen Elektrode mitsamt ihrer Hülle erfolgt. Bei diesen Elektroden sind die Schraubenfeder und der Speiseleiter als Ganzes ausgeführt, wobei aber der Speiseleiter auf das Isolier Röhrchen fest aufgesetzt ist.

Vor Befestigung der Elektrode im Organ befindet sich die Schraubenfeder in einer gewellten Manschette, die eine Verlängerung des Röhrchens darstellt. Das Einschrauben der Drahtfeder ins Organ erfolgt durch Drehung der ganzen Elektrode, nachdem das Ende ihres Kontaktkopfes auf das Gewebe des Organs stößt, wobei die Manschette durch die beim Einschrauben angelegte Kraft plattgedrückt wird.

Jedoch entspricht auch diese Elektrodenausführung nicht der Forderung, den Kontaktkopf der Elektrode an einer genau festgelegten Stelle des Organs, besonders im Hohlraum der Herzvorkammer zu fixieren, da es sehr schwierig ist, das Kontaktende der Elektrode bei ihrer Drehung an der erforderlichen Stelle (besonders

in der Vorkammer) und in der an das Gewebe gedrückten Lage sowie mit einer Kraft zu halten, die für das Plattdrücken der Manschette und für die Herausführung der Schraubenfeder zwecks ihres Kontaktes mit dem Organ genügt.

Es ist auch eine zum Anschluß an ein Innenorgan<sup>eines</sup> Körpers bestimmte Elektrode bekannt, bei der ein Ende des Speiseleiters mit einem Distalkopf und das andere Ende mit einem Kontaktkopf starr verbunden sind, der an das Gewebe des Innenorgans des Körpers angeschlossen wird (vgl. z.B. das USA-Patent Nr. 3.472.234, veröffentlicht im Jahre 1969).

Bei dieser Ausführung ist der Kontaktkopf eine Schraubenfeder, die eine untrennbare Verlängerung des Speiseleiters ist. Der Speiseleiter ist mehradrig und besteht aus dünnen Metallfäden, die als Schraubenfeder gewickelt sind, deren Kontaktende nicht isoliert ist und vor dem Aufwickeln mittels eines Röhrchens aus nichtrostendem Stahl versteift wird.

Das Mittel zur Befestigung der Schraubenfeder im Gewebe des Innenorgans<sup>eines</sup> Körpers bei der beschriebenen Elektrode stellt einen deformierten Abschnitt einer der Windungen der Schraubenfeder dar.

Diese Elektrode ist aber nur zur myokardialen Stimulierung bestimmt und kann nicht zum Anschluß an ein Innenorgan des Körpers, d.h. als endokardiale Elektrode benutzt werden, da die Prozedur des Anschlusses dieser Elektrode, wie auch aus der Patentbeschreibung folgt, ausschließlich durch einen Schnitt oder mit Hilfe eines Mediastinoskops durchgeführt werden kann und erfolgt durch Einführung einer Hohlnadel in den Brustkorb, bis das Kontaktende das Myokardium erreicht.

Der Aufbau dieser Elektrode schafft außerdem die Gefahr der Myokardperforation beim Einschrauben des Schraubenfederkopfes in die Herzwandmuskulatur, da kein Mittel zur Begrenzung der Einschraubtiefe vorgesehen ist.

Die konstruktive Ausführung der Elektrode gestattet es nicht, das Einschrauben der Schraubenfeder an genau festgelegter Stelle, besonders in den Vorkammerhöhlen durchzuführen, wo der Kontaktteil der Elektrode nach vorherigem J-förmigem Verbiegen eingeführt werden muß, wobei er einen Kreis, genauer ein Rotationsparaboloid beschreibt. Außerdem wird beim Einschrauben der Kontaktfeder ins Organ an den nahe der Feder liegenden Windungen, wie bei einer Uhrfeder bei ihrem Aufziehen, <sup>es</sup> potentielle Energie gespeichert, d.h. entsteht ein Rückwärtsdrehmoment. Nach Entfernung des Stiletts, mit dessen Hilfe die Kontaktfeder ins Organ eingeschraubt wurde, erfolgt die Rückfederung, und die eingeschraubten Windungen werden vollkommen oder teilweise herausgeschraubt, wobei die zuverlässige Befestigung der Elektrode im Organ nicht erreicht wird.

Für die Einführung braucht die Elektrode einen besonderen Katheter auch deswegen, da der einschraubbare Abschnitt der Schraubenfeder mit seinem spitzen Ende elektrisch nicht isoliert ist und keine Schutzhülle besitzt. Infolgedessen entstehen bei der Einführung der Schraubenfeder elektrische Störungen, und das spitze Ende der Schraubenfeder hakt sich am Gewebe ein, wodurch sich bei der transvenösen Einführung Hindernisse ergeben.

Ein gemeinsames Merkmal aller beschriebenen Elektrodenausführungen besteht darin, daß ihre Schraubenfeder keine oder nur <sup>eine</sup> teilweise elektrische Isolation besitzt, und dies begrenzt die

Möglichkeit, die Kontaktfläche des Kontaktteils dieser Elektroden zu variieren. Die minimal mögliche Kontaktfläche wird durch die ins Organ eingeschraubte Oberfläche der Schraubenfeder oder durch ihren nicht isolierten Teil vorgeschrieben, dessen Fläche auch groß ist und beim Elektrodenmodell 6917 z.B.  $12 \text{ mm}^2$  beträgt. Solche Elektroden weisen einen großen elektrischen Widerstand des Leiters auf und verursachen deswegen eine intensivere Erschöpfung der elektrischen Energiequelle (z.B. der Batterie des Impulsgenerators) sowie eine Erhöhung der elektrischen Stimulierungsschwelle des Organs.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Elektrode zum Anschluß an ein Innenorgan<sup>eines</sup> Körpers zu entwickeln, deren konstruktive Ausführung ihre schnelle, einfache und zuverlässige Fixierung an einer beliebigen Stelle eines Innenorgans eines Körpers mit minimalem Trauma beim Kranken ermöglicht.

Diese Aufgabe wird dadurch gelöst, daß in der zum Anschluß an ein Innenorgan<sup>eines</sup> Körpers bestimmten Elektrode mit einem Speiseleiter, bei dem ein Ende mit einem Distalkopf und das andere Ende mit einem Kontaktkopf fest verbunden sind, der an das Gewebe eines Innenorgans<sup>eines</sup> Körpers angeschlossen wird, - der Kontaktkopf erfindungsgemäß mit einem Gehäuse zur Übertragung elektrischer Signale ins Gewebe eines Innenorgans<sup>eines</sup> Körpers ausgestattet ist, das in der Art eines mit dem Speiseleiter fest verbundenen Metallröhrchens ausgeführt ist, sowie mit einer im Metallröhrchen angeordneten harten Schraubenfeder mit spitzem Ende zur Befestigung am Gewebe des Innenorgans des Körpers und mit einem Kolben versehen ist, bei dem eine Stirnseite mit der Schraubenfeder starr verbunden ist und an der

anderen Stirnfläche ein Mittel zur Befestigung der Schraubenfeder im Gewebe des Innenorgans vorgesehen ist, wobei das Metallröhrchen wenigstens mit einem Anschlag ausgeführt ist, der die Verschiebung der Schraubenfeder längs der Achse des Röhrchens begrenzt.

Der Anschlag ist vorteilhafterweise in der Art einer an einer Stirnseite des Röhrchens befestigten Platte mit einer Öffnung auszuführen, deren Achse in Bezug auf die Achse des Röhrchens um einen Abstand versetzt ist, der dem Radius der Schraubenfeder gleich ist.

Von Vorteil ist die Ausführung des Anschlags in der Art eines der Achse des Röhrchens zugewandten Vorsprungs an der Stirnseite des Röhrchens.

Vorteilhaft ist auch die Ausführung des Anschlags in der Art eines ringförmigen Vorsprungs an der Innenfläche des Röhrchens.

Der Anschlag kann als Bügel ausgeführt werden, der im Inneren des Röhrchens unmittelbar in der Nähe seiner Stirnseite befestigt wird.

Als Anschlag kann ein Abschnitt der Innenfläche des Röhrchens dienen, der unmittelbar an seiner Stirnseite liegt und mit einem Querschnitt in Form eines Polyeders ausgeführt ist.

Die harte Schraubenfeder kann zweckmäßigerweise aus einem elektrotechnischen Isolierstoff zur Verringerung der Fläche des elektrischen Kontaktes des Kontaktkopfes mit dem Gewebe des Innenorgans ausgeführt werden.

Die erfindungsgemäß ausgeführte Elektrode zum Anschluß an ein Innenorgan <sup>eines</sup> Körpers ermöglicht eine schnelle und zuverlässige Befestigung des Kontaktkopfes praktisch an einer beliebigen Stelle des Innenorgans des Körpers, gegebenenfalls des Myokards. Die Schraubenfeder, mit deren Hilfe die Befestigung des Kontaktkopfes erfolgt, befindet sich vor der Fixierung innerhalb des Kontaktkopfes und behindert praktisch in keiner Weise die transvenöse Einführung der Elektrode, wobei die ungehinderte Durchführung der Elektrode durch gekrümmte Venen möglich wird. Die vorgeschlagene Ausführung des Elektrodenkontaktkopfes ermöglicht die sichere Durchführung von Operationen z.B. am Herzen, wobei die Operationszeit bei der Anbringung der Elektrode um das Mehrfache verkürzt wird, die Dauer des Aufenthalts von Kranken in Krankenhäusern und die Zeit ihrer Arbeitsunfähigkeit kürzer werden und wiederholte Operationen infolge der Elektrodendislokation entfallen.

Die Ausführung der Schraubenfeder aus einem elektrotechnischen Isolierstoff führt zur Herabsetzung der Stimulierungsschwelle und zur Erhöhung des Stimulierungseffekts infolge einer kleineren Kontaktfläche des Kontaktkopfes, die nur durch die Oberfläche des Kontaktkopfes bestimmt wird. Hierbei ergibt sich eine Erhöhung der Lebensdauer der Speisequelle z.B. bei der Elektrokardiostimulierung und der Lebensdauer der Elektrode selbst.

Die Erfindung wird in der nachstehenden Beschreibung konkreter Ausführungsbeispiele und anhand von Zeichnungen näher erläutert. Hierbei zeigen

Fig. 1 eine Ausführung der vorgeschlagenen Elektrode zum Anschluß an ein Innenorgan <sup>eines</sup> Körpers mit einem Anschlag im Gehäuse des Kontaktkopfes in der Art einer an der Stirnseite dieses Gehäuses befestigten Platte mit einer Öffnung sowie mit einem Mandrin (unterbrochene Darstellung mit teilweise in der Länge geschnittenem Elektrodengehäuse, Kontaktkopf und Speiseleiter);

Fig. 2 eine Anordnung der Elektrode im menschlichen Körper bei Befestigung des Elektrodenkontaktkopfes im Sinusknoten der rechten Herzvorkammer sowie mögliche Varianten der Befestigung an anderen Herzabschnitten;

Fig. 3 dasselbe wie in Fig. 1 mit einem Anschlag im Gehäuse des Kontaktkopfes, der erfindungsgemäß als Vorsprung an der Stirnseite des Gehäuses ausgeführt ist und der Gehäuseachse zugewandt ist, sowie mit einem Gewebeabschnitt eines Innenorgans;

Fig. 4 dasselbe wie in Fig. 3 mit der <sup>sich</sup> in der Zwischenlage befindlichen Schraubenfeder des Kontaktkopfes;

Fig. 5 dasselbe wie in Fig. 3 mit der <sup>sich</sup> in der Endlage befindlichen Schraubenfeder des Kontaktkopfes;

Fig. 6 einen Abschnitt des Elektrodenkontaktkopfes mit einem als ringförmiger Vorsprung an der Innenfläche des Kontaktkopfgehäuses ausgeführten Anschlag (Teillängsschnitt);

Fig. 7 dasselbe wie in Fig. 6 mit einem als Bügel ausgeführten Anschlag, der erfindungsgemäß im Inneren des Kontaktkopfgehäuses unmittelbar in der Nähe der Stirnseite des Kontaktkopfes befestigt ist;

Fig. 8 dasselbe wie in Fig. 6 mit einem Anschlag, der durch einen Abschnitt der Innenfläche des Kontaktkopfgehäuses mit quadratischem Querschnitt <erfindungsgemäß> gebildet wird;

Fig. 9 dasselbe wie in Fig. 8 nach der Linie IX - IX geschnitten.

Die zum Anschluß an ein Innenorgan<sup>eines</sup> Körpers bestimmte Elektrode 1 (Fig. 1) weist eine Umhüllung 2 aus einem elektrotechnischen Isolierstoff (Gummi) auf, in der ein in der Art einer Schraubenfeder ausgeführter Speiseleiter untergebracht ist. Der Speiseleiter 3 ist mit einem an einem Ende der Umhüllung 2 liegenden Distalkopf 4 und mit einem am anderen Ende der Umhüllung 2 angeordneten Kontaktkopf 5 fest verbunden, der an das Gewebe 6 (Fig. 2) eines Innenorgans<sup>eines</sup> Körpers, gegebenenfalls des Herzens, angeschlossen wird. Der Kontaktkopf 5 enthält ein Gehäuse zur Übertragung elektrischer Signale ins Gewebe des Innenorgans des Körpers, wobei dieses Gehäuse ein Metallröhrchen 8 (Fig. 1) ist, das mit dem Speiseleiter 3 starr verbunden ist. Zur Befestigung des Kontaktkopfes 5 am Gewebe 6 (Fig. 2) eines Innenorgans<sup>eines</sup> Körpers dient eine im Röhrchen 8 liegende harte Schraubenfeder 9 mit einem spitzen Ende 10. Im Röhrchen 8 (Fig. 1) befindet sich auch ein schwimmender Kolben 11, der mit einer Stirnseite mit der Schraubenfeder 9 fest verbunden ist und an der anderen Stirnseite ein Mittel 12 zum Befestigen der Schraubenfeder im Gewebe des Innenorgans des Körpers aufweist, wobei dieses Mittel 12 in der betreffenden Ausführungsvariante eine Büchse darstellt. Das Röhrchen 8 weist hierbei wenigstens einen Anschlag auf, der die Verschiebung der Schraubenfeder 9 längs der Achse des Röhrchens 8 begrenzt. In der vorliegenden Ausführungsvariante ist der Anschlag eine gebogene Platte 13 an der Stirnseite des Röhrchens 8, die als Ganzes mit dem Röhrchen 8 hergestellt ist. Die Platte 13 hat



eine Öffnung 14, deren Achse in Bezug auf die Achse des Röhrchens 8 um einen Abstand versetzt ist, der dem Radius der Schraubenfeder 9 gleich ist.

Es ist auch eine andere Ausführungsvariante des Anschlags möglich, und zwar als Vorsprung 15 (Fig. 3, 4, 5) an der Stirnseite 16 des Röhrchens 8, wobei dieser Vorsprung 15 der Achse des Röhrchens 8 zugewandt sein soll.

Außerdem kann der Anschlag durch einen ringförmigen Vorsprung 17 (Fig. 6) an der Innenfläche des Röhrchens 8 gebildet werden.

Von Vorteil ist die Ausführung des Anschlags in der Art eines Bügels 18 (Fig. 7), der im Inneren des Röhrchens 8 unmittelbar in der Nähe seiner Stirnseite 16 befestigt wird.

Außerdem kann als Anschlag ein Abschnitt 19 (Fig. 8) der Innenfläche des Röhrchens 8 dienen, der unmittelbar an seiner Stirnseite 16 mit einem Querschnitt in Form eines Polyeders (Quadrats) 20 (Fig. 9) ausgeführt wird.

Außer den beschriebenen Ausführungen sind auch andere konstruktive Varianten des Anschlags möglich, der die Verschiebung der Schraubenfeder 9 (Fig. 3, 4, 5) längs der Achse des Röhrchens 8 bei seiner Befestigung im Gewebe 6 begrenzt.

In der vorgeschlagenen Elektrode 1 (Fig. 2), die an gewählten Abschnitt eines Innenorgans 7 <sup>eines</sup> Körpers (im Herzen) befestigt wird, erfolgt die Übertragung elektrischer Signale von einer Speisequelle (vom Elektrokardiostimulator 21) mit Hilfe des Speiseleiters 3 über den Kontaktkopf 5, und zwar über sein als Gehäuse dienendes Röhrchen 8 (Fig. 3, 4, 5). Hierbei dient die Schraubenfeder 9 als Mittel zur Befestigung des Kontaktkopfes 5 im Gewebe 6. Deswegen können die Windungen der Schrauben-

feder 9 gegen den fließenden Strom isoliert sein oder aus einem elektrotechnischen Isolierstoff ausgeführt werden, um die Fläche des elektrischen Kontaktes des Kontaktkopfes 5 mit dem Gewebe 6 klein zu halten. Die Schraubenfeder 9 kann auch gleichzeitig als elektrischer Stromleiter dienen. In diesem Falle wird eine Windung oder ein Teil ihrer Windungen stromleitend (aus Metall) ausgeführt, um elektrische Signale frei durchzulassen.

Die zum Anschluß an ein Innenorgan <sup>eines</sup> Körpers bestimmte Elektrode funktioniert wie folgt.

Die Elektrode 1 (Fig. 2) wird auf transvenösen Wegen 22, 23 oder 24 ins Innere des Organs 7 (des Herzens) mit Hilfe eines Mandrins 25 (Fig. 1) eingeführt, worauf ihr Kontaktkopf 5 (Fig. 2) im Herzgewebe 6 an den Stellen fixiert wird, die auf der Zeichnung mit ausgezogenen oder gestrichelten Linien angegeben sind. Nach der Fixierung des Kontaktkopfes 5 wird der Mandrin 25 (Fig. 1) entfernt. Der Distalkopf 4 (Fig. 1 und 2) wird an die Speisequelle (an den Elektrokardiostimulator 21, Fig. 2) angeschlossen. Damit ist das System der Elektrostimulierung "Speisequelle - Leiter - Organ" implantiert. Die aus einem Isolierstoff hergestellte Umbüllung 2 (Fig. 1) schützt den Speiseleiter 3, den Distalkopf 4 und den Kontaktkopf 5 vor Beeinflussung durch das umgebende Medium.

Die Verbindung des Kontaktkopfes 5 (Fig. 2) mit dem Gewebe 6 des Organs 7 (des Herzens) wird wie folgt erreicht.

Die Elektrode 1 mit dem eingebauten Mandrin 25 (Fig. 1), dessen Ende 26 vorher J-förmig gekrümmt ist, wird mittels bekannter Handgriffe auf einem transvenösen Wege 22 (Fig. 2) oder

23 oder 24 in den Innenraum des Organs 7 eingeführt. Dabei befindet sich die Schraubenfeder 9 (Fig. 1) in eingeschobener Lage, d.h. ganz im Inneren des Röhrchens 8, während das axial liegende Arbeitsende 26 des Mandrins 25 einige Millimeter (2...5 mm) von der Stirnfläche des Kolbens 11 absteht. In dieser Lage wird der Kontaktkopf 5 der Elektrode 1 durch Fernlenkung, d.h. durch Drehung des Mandrins 25 mittels des Handgriffes 27 um die Achse der Elektrode 1 und durch gleichzeitige axiale Hin- und Herverschiebung der Elektrode 1 orientiert, bis der Kontaktkopf 5 die Stelle der elektrischen Erregung im Gewebe 6 (Fig. 3) berührt, an der er zuverlässig fixiert werden muß. Darauf werden die erwähnten Manipulationen augenblicklich eingestellt, ohne die geringste Bewegung der Umhüllung 2 der Elektrode 1 zuzulassen, um den Kontaktkopf 5 von der erreichten Stelle nicht zu verschieben, worauf man das Arbeitsende 26 des Mandrins 25 ohne Verzögerung durch zügige und schnelle axiale Bewegung des Handgriffes 27 bis zum Anschlag an die Stirnfläche des Kolbens 11 verschiebt und weiter auch den Kolben 11 mit der Schraubenfeder 9 bis zur Berührung des Vorsprungs 15 (Fig. 4) in Bewegung setzt. Bei dieser Lage werden <sup>I</sup>alle Manipulationen und Bewegungen der Elektrode wiederum gestoppt, wobei dieser "Stoppzustand" mehrere Sekunden (3...5 Sekunden) dauert.

Im Ergebnis der zuletzt durchgeführten Manipulationen wird ungefähr eine Windung der Schraubenfeder 9 aus dem Gehäuse (dem Röhrchen 9) des Kontaktkopfes 5 herausgeschoben, berührt das Gewebe 6 und hakt sich infolge der Herzarbeit am Herzgewebe 6 von selbst ein. Das ist aber nur anfängliches <sup>ein</sup> Einhaken. Um den Kontaktkopf 5 der Elektrode 1 am Gewebe 6 sicherer zu fixieren,

wird die Feder 9 ins Gewebe 6 mit Hilfe des Mandrins 25 zusätzlich eingeschraubt, der z.B. mit dem Kolben 11 gekuppelt werden kann und um die Achse der Elektrode 1 gedreht wird.

Dieses zusätzliche Einschrauben der Feder 9 kann aber nicht nur durch Drehung des Mandrins 25 um die Achse erreicht werden, sondern indem der Mandrin 25 gleichmäßig oder diskontinuierlich in axialer Richtung im Laufe von mehreren (z.B. 7...10) Sekunden hin und her geschoben wird, bis die Schraubenfeder 9, wie in Fig. 5 gezeigt ist, genügend tief eingeschraubt ist.

Bei der Ausführung des Kontaktkopfgehäuses mit einem in Fig. 6, 7, 8 und 9 dargestellten Vorsprung erfolgt die Befestigung der Elektrode am Gewebe eines Innenorgans des Körpers in ähnlicher Weise.

Die erfindungsgemäß ausgeführte Elektrode zum Anschluß an ein Innenorgan des Körpers ermöglicht eine schnelle und zuverlässige Befestigung des Kontaktkopfes praktisch an einer beliebigen Stelle des Myokards. Es wird auch möglich, die Elektrode durch stark gekrümmte Venen einzuführen, schonende Operationen durchzuführen und die Operationszeit bei der Installation der Elektrode um das Mehrfache zu verkürzen. Die Elektrode gestattet es außerdem die Dauer des Aufenthalts von Kranken in Krankenhäusern und die Zeit ihrer Arbeitsunfähigkeit zu verkürzen, wiederholte Operationen infolge der Elektrodendislokation auszuschließen, die Stimulierungsschwelle herabzusetzen, den Stimulierungseffekt infolge kleinerer Kontaktfläche des Kontaktkopfes zu erhöhen sowie die Lebensdauer der Speisequelle und der Elektrode selbst zu verlängern. Es sei auch bemerkt, daß ...

2949782

- 19 -

die Arbeit mit der vorgeschlagenen Elektrode auch von  
Fachkräften mittlerer Qualifikation durchgeführt werden kann.

130025/0105

ELEKTRODE ZUM ANSCHLUSS AN EIN INNENORGAN<sup>EINES</sup> KÖRPERS

## KURZFASSUNG

Die zum Anschluß an ein Innenorgan<sup>eines</sup> Körpers bestimmte Elektrode enthält einen Speiseleiter (3), bei dem ein Ende mit einem Distalkopf (4) und das andere Ende mit einem Kontaktkopf (5) fest verbunden sind, der an das Gewebe (6) eines Innenorgans (7) des Körpers angeschlossen wird. Zur Übertragung elektrischer Signale ins Gewebe eines Innenorgans<sup>eines</sup> Körpers hat der Kontaktkopf (5) ein Gehäuse, welches als Röhrchen (8) ausgeführt ist. Im Röhrchen (8) befinden sich eine harte Schraubenfeder (9) mit einem spitzen Ende (10) zur Befestigung des Kontaktkopfes am Gewebe eines Innenorgans<sup>eines</sup> Körpers sowie ein mit der Schraubenfeder (9) fest verbundener Kolben (11). An der dem Speiseleiter (3) zugewandten Stirnseite weist der Kolben (11) ein Mittel (12) zur Befestigung der Schraubenfeder (9) am Gewebe<sup>auf</sup> eines Innenorgans. Das Röhrchen (8) hat wenigstens einen Anschlag zur Begrenzung der Verschiebung der Schraubenfeder (9) längs der Achse des Röhrchens.

130025/0105

ORIGINAL INSPECTED

- 21.  
Leerseite

2949782

27.

Nummer:

29 49 782

Int. Cl.<sup>3</sup>:

A 61 N 1/04

Anmeldetag:

11. Dezember 1979

Offenlegungstag:

19. Juni 1981

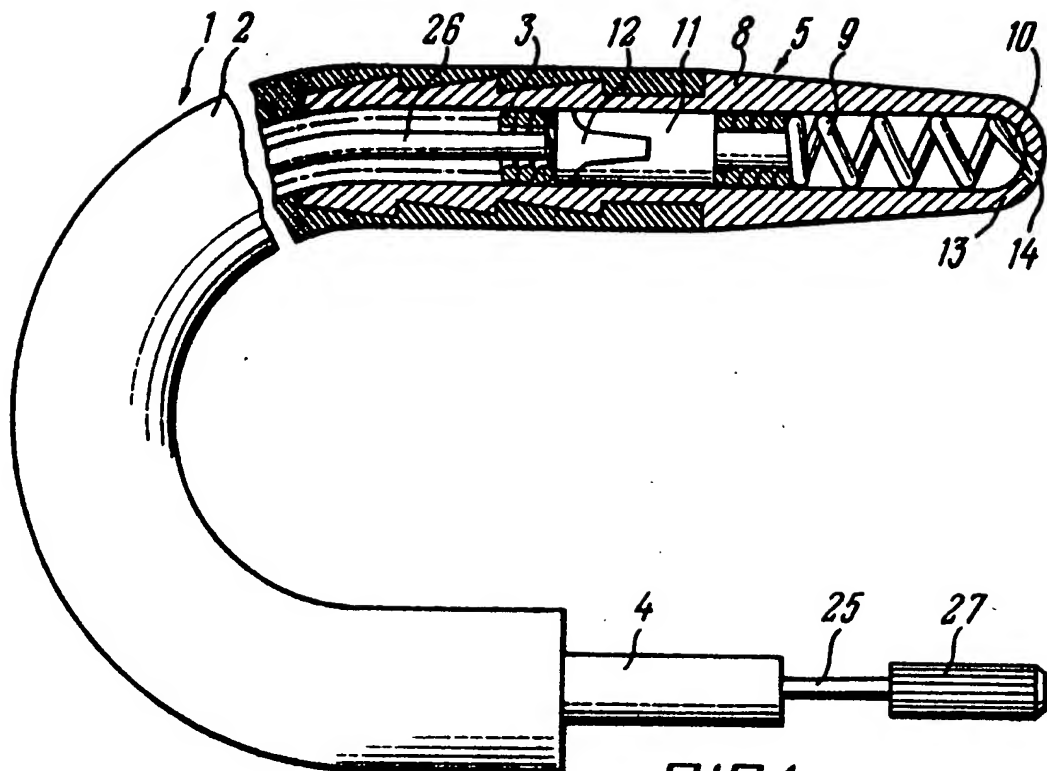


FIG. 1

130025/0105

ORIGINAL INSPECTED



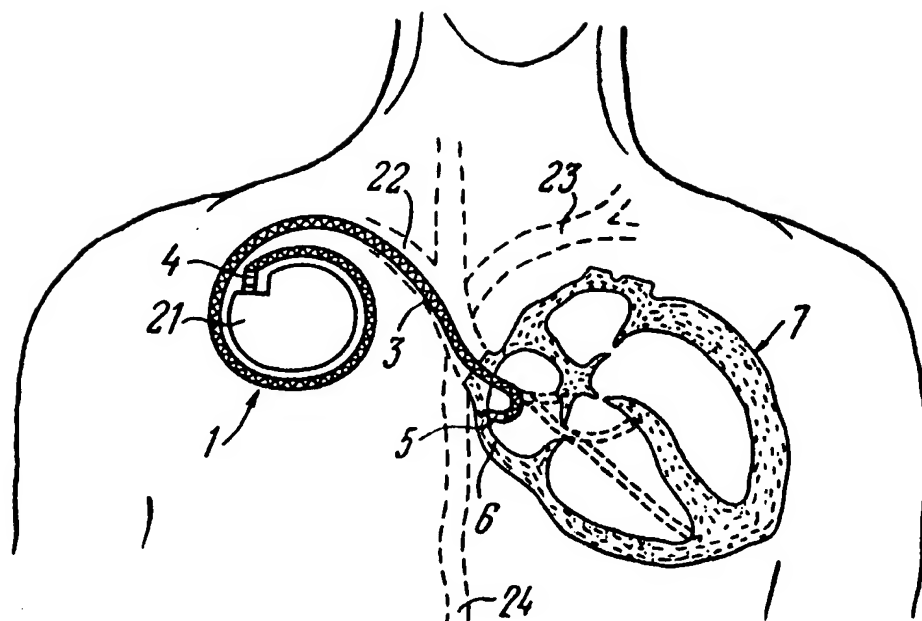
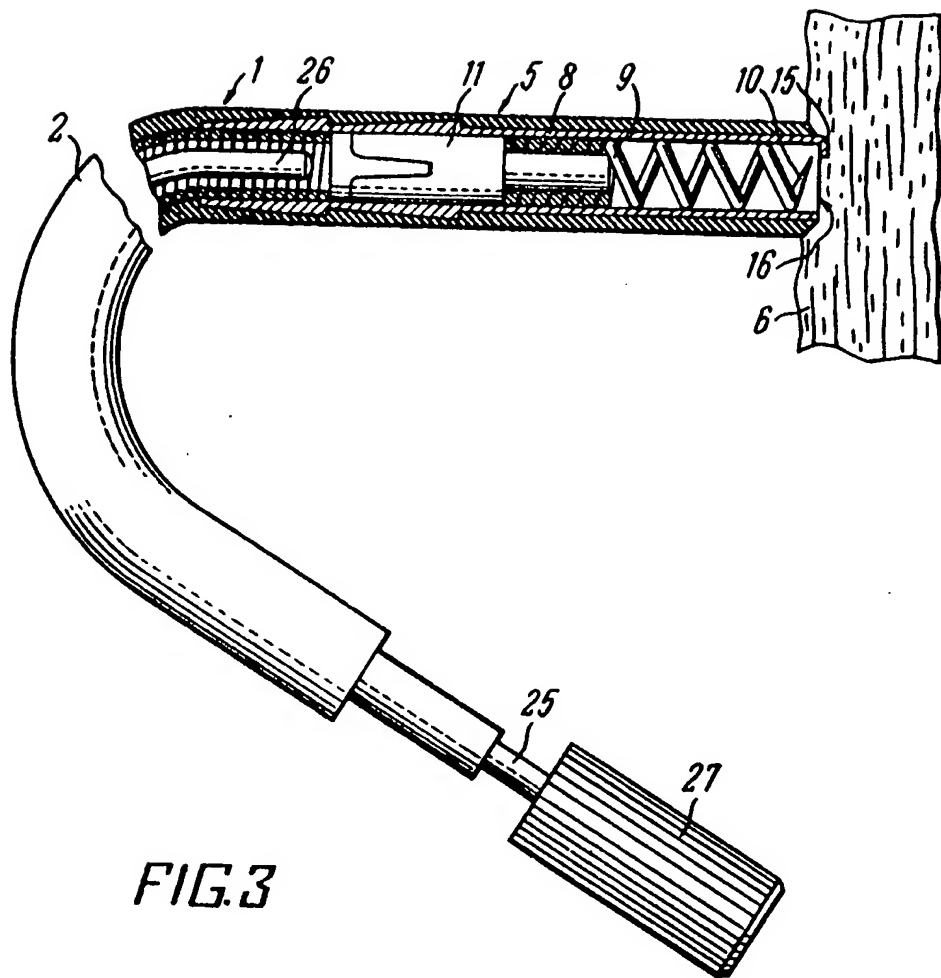


FIG. 2



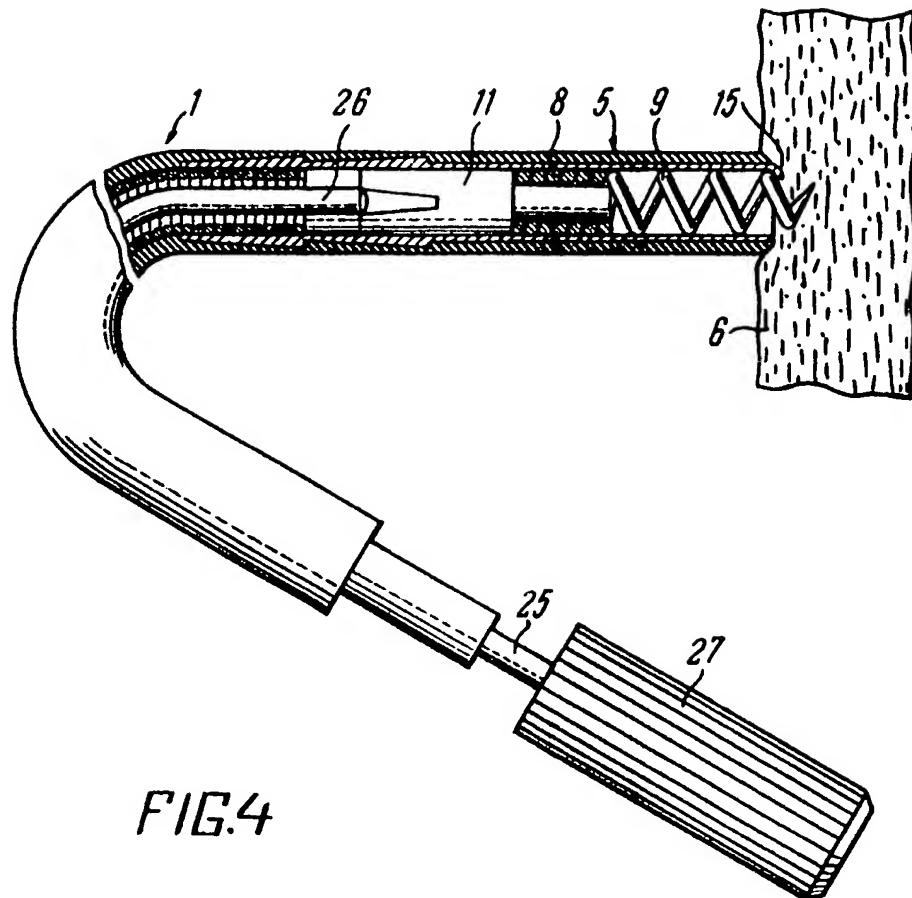


FIG. 4

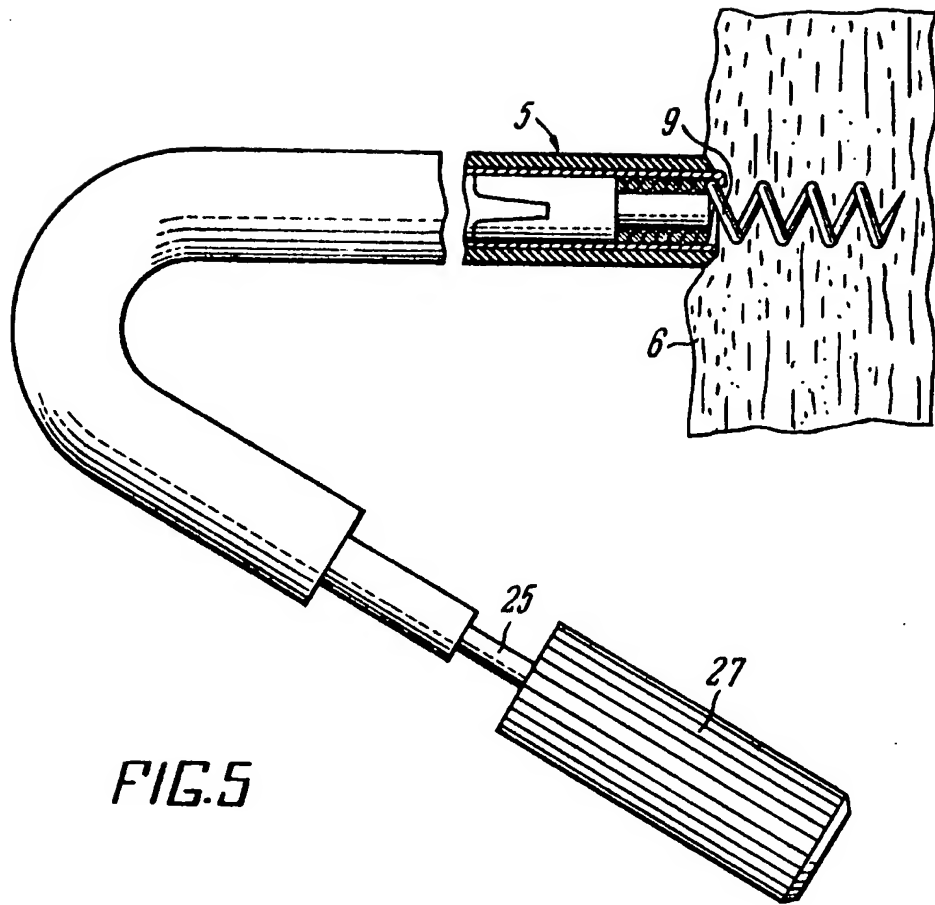


FIG.5

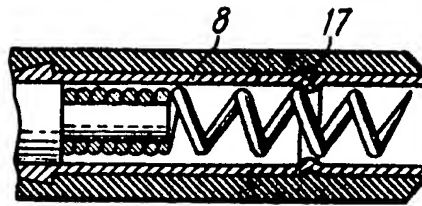


FIG. 6

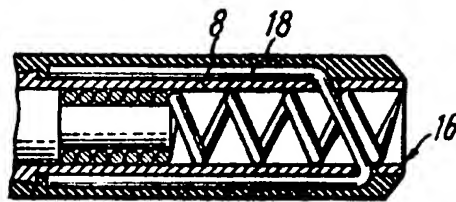


FIG. 7

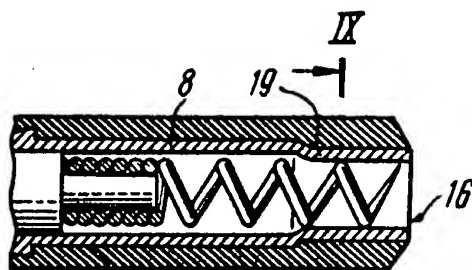


FIG. 8

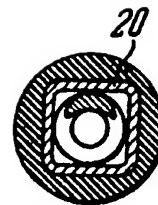


FIG. 9